

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-345796

(43)Date of publication of application : 03.12.2002

(51)Int.Cl.

A61B 6/00
G06T 1/00

(21)Application number : 2002-090118

(71)Applicant : GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL
TECHNOLOGY CO LLC

(22)Date of filing : 28.03.2002

(72)Inventor : VAILLANT REGIS
SUREDA FRANCISCO
LIENARD JEAN

(30)Priority

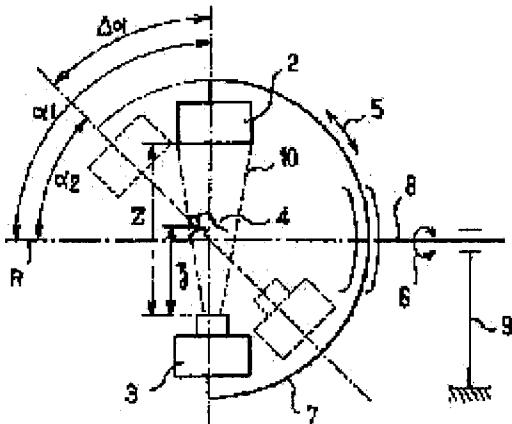
Priority number : 2001 200104160 Priority date : 28.03.2001 Priority country : FR

(54) METHOD AND DEVICE FOR DETERMINING MAGNIFICATION OF RADIOGRAPHIC IMAGE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To determine the magnification of a radiographic image in a radiography device with an X ray source and an image collecting means mounted on a support body for supporting a subject to be radiographed in such a way as to rotate around at least one axis when the position of the subject is determined.

SOLUTION: At least two images corresponding to two angle positions are collected. Projection of at least one point of the subject radiographed on the images is specified, and at least one magnification of the images is determined first as the function of the angle displacement of the radiation source and a recording means between the collected images, and next as the function of the specified projection position on the images.



(2) 特開2002-345796

1 【特許請求の範囲】

【請求項1】 X線源（3）と前記線源に対向させて配置した記録手段（2）とを備えており、前記線源（3）及び前記記録手段（2）はX線撮影対象（4）を位置決めしようとする際に載せている支持体に対して少なくとも1つの軸の周りで回転するように装着されているタイプの放射線撮影デバイス（1）において拡大率を決定する方法であって、

線源と記録手段の支持体に対する2種類の角度位置に対応した少なくとも2つの画像（I₁、I₂）を収集するステップと、

これらの画像（I₁、I₂）上でX線撮影した対象（4）の少なくとも1つの点（P）の各投影（P⁺、P⁻）を特定するステップと、

まず、問題の画像収集同士の間での線源と記録手段の角度変位の関数として、次に、これらの画像上で特定した投影位置の関数として、前記画像の少なくとも1つの拡大率を決定するステップと、を含む方法。

【請求項2】 その上で拡大率を決定する目的で特定を実行している少なくとも2つの画像が15度を超える角度だけ離れた角度位置に対して収集されていることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項3】 その上で拡大率を決定する目的で特定を実行している少なくとも2つの画像が20度を超える角度だけ離れた角度位置に対して収集されていることを特徴とする請求項2に記載の方法。

【請求項4】 収集ステップ中の第1と第2の角度位置の間で複数の画像を収集することを特徴とする請求項1から3のいずれか一項に記載の方法。

【請求項5】 投影の特定により、収集した複数の画像上で対象（4）の少なくとも1つの点に関して画像から画像へ順次自動追尾を実施していることを特徴とする請求項4に記載の方法。

【請求項6】 前記自動追尾が対象の少なくとも1つの領域の類似性基準によりモニタリングを実施することを特徴とする請求項5に記載の方法。

【請求項7】 前記類似性基準が相關関係基準であることを特徴とする請求項6に記載の方法。

【請求項8】 前記自動追尾が画像上で特定した少なくとも1つのセグメントに対するモニタリングを実施していることを特徴とする請求項5に記載の方法。

【請求項9】 X線源（3）と、前記線源と対向させて配置した記録手段（2）とを備えており、前記線源（3）及び前記記録手段（2）はX線撮影対象（4）を位置決めする際に載せている支持体を基準として少なくとも1つの軸の周りで回転するように装着させているようなX線撮影デバイスであって、前記請求項のいずれか一項に記載の方法を実施することにより収集した画像を処理することができる手段を備えることを特徴とするX線撮影デバイス。

2

【請求項10】 X線源（3）と、前記線源と対向させて配置した記録手段（2）とを備えており、前記線源（3）及び前記記録手段（2）はX線撮影対象（4）を位置決めする際に載せている支持体を基準として少なくとも1つの軸の周りで回転するように装着させているタイプのX線撮影デバイス（1）により血管放射線撮影画像を収集する方法であって、請求項1から8のいずれか一項に記載の方法を実施することにより拡大率を決定していることを特徴とする画像収集方法。

10 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、X線撮影装置（特に、 angiography 向けに設計された装置）による画像収集方法に関する。

【0002】

【発明の背景】 血管撮影では、多くの場合、X線撮影装置による画像から動脈の実際の大きさを特定することができるが、重要な点である。その理由は、狭窄（動脈の狭窄）が、動脈内にバルーンを導入し、次いでこのバルーンを健全な動脈の大きさまで拡張することによって治療されることが多いためである。健全な動脈の大きさは、狭窄を起こした病変部の両側の動脈を計測することにより決定される。この計測値を使用して狭窄を治療するのに適切な大きさをもつバルーンを選択している。X線撮影により得た画像は投影である。このため、画像での大きさから動脈の実際の大きさを示すための拡大率が決定される。拡大率を計算するためには幾つかの方式が提唱されてきた。以下のところに使用されている方式の1つは、画像内でカテーテル（または、大きさが既知であるその他の任意の物体）の位置を特定し、その画像内での大きさを決定することである。この物体の実際の大きさは装置内に入力しておく。これにより、この物体の拡大率が決定される。投影中心までの距離がこの物体と動脈とで同じであると仮定すると、同じ拡大率を用いて動脈の大きさを決定できる。この方式には幾つかの欠点がある。その1つは、この方式ではユーザが病変に直接関連しない情報（すなわち、較正物体として使用する器具の大きさ）を提供する必要があることである。万一誤差があったとすると、計測が不正確となる。第2に、使用するアルゴリズムは較正物体と計測対象の動脈とが互いに近くにあると仮定していることである。ほとんどの場合こうした状況にはない。さらに、ある種の状況で、ユーザがカテーテルを較正物体として利用したいと考えても、カテーテルが必ずしも動脈を計測するために選択した画像に写っているとは限らない。これにより、動脈の大きさを決定する際の精度にかなりの誤差が生じ、狭窄の適正な治療に悪影響を及ぼすことがある。

【0003】

【課題を解決するための手段】 本発明は、拡大率を決定するための方法及び装置の実施形態を提供するためのも

(3)

特開2002-345796

3

のである。本発明の実施の一形態では、X線源の提供手段と画像収集手段とを備えており、これら線源と画像収集手段がX線撮影対象を位置決めしようとする際にこの対象を載せている支持体を基準として少なくとも1つの軸の周りに回転するように装着されているタイプの放射線撮影装置において拡大率を決定する方法は、支持体を基準とした線源と画像収集手段に関する2種類の角度位置に対応する少なくとも2つの画像を収集すること、これらの画像上でX線撮影対象の少なくとも1つの点の投影を特定すること、並びに先ず問題の画像の収集同士の間で線源と画像収集手段に関する角度変位の関数として、これらの画像の少なくとも1つの拡大率を決定すること、を含んでいる。

【0004】さらに、本発明の実施の一形態は、X線源の提供手段と画像収集手段とを備えており、これら線源と画像収集手段がX線撮影対象を位置決めしようとする際に載せている支持体を基準として少なくとも1つの軸の周りに回転するように装着されているような放射線撮影装置であって、上述の方法の実施の一形態を実施することにより収集した画像を処理する手段を備えている装置を目的としている。

【0005】さらによると、本発明の実施の一形態では、X線源の提供手段と画像収集手段とを備えており、これら線源と画像収集手段がX線撮影対象を位置決めしようとする際に載せている支持体を基準として少なくとも1つの軸の周りに回転するように装着されているタイプの放射線撮影装置により血管放射線画像を収集する方法であって、上述の決定方法の実施の一形態を実施することにより拡大率を決定している収集方法を目的としている。

【0006】

【発明の実施の形態】本発明、並びに本発明の実施形態は、以下の説明及び添付の図面から明らかとなろう。

【0007】図1を参照すると、X線撮影装置1は放射線画像を採取する手段2とX線源の形態をしたX線の放出手段3とを備えている。放射線画像の採取手段2は、例えばディジタル式カメラである。X線源3とカメラ2はアームの両端に取り付けられており、この例では半円形を形成させている。アーム7は第2のアーム8と、例えば摺動により、接続している。第2のアーム8自体は、例えば、放射線撮影装置1のスタンド9に対して摺動及び回転させることにより接続している。

【0008】アーム8は、自転の周りで回転運動6を行うことができる。アーム7は、アーム8に対して摺動させることができ、アーム7を形成している半円の中心に対して回転運動7をする。

【0009】使用する際には、X線撮影しようとする動脈4がデバイスの撮影域10内に入るようにして撮影対象（例えば、患者の身体）をX線源3とカメラ2の間に

4

位置決めする。これにより、動脈4はX線源3から距離 z の位置となる。構造上、カメラ2はこの同じX線源3から距離 z の位置となる。カメラ2により採取された動脈4の画像は、その拡大率 α が z/Z に等しい投影となる。

【0010】拡大率 α を計算可能とするためには、装置の構造から距離 Z が既知であるとしてX線撮影装置1により距離 z が決定される。この目的のため、図2を参照すると、放射線撮影装置は、線源3を位置 X_0 に配置しながら第1の画像 I_1 を採取し、基準Rに対する第1の収集角が α_1 であるような画像を作成する。動脈4は画像 I_1 上で投影 A_1 により特定される。次にX線撮影装置1は、X線源3が位置 X_1 にある状態で基準Rに対する第2の収集角が α_2 であるような第2の画像 I_2 を採取する。この場合も、動脈4は画像 I_2 上で投影 A_2 により特定される。X線源3の組次ぐ位置 (X_0, X_1) が与えられると、三角測量の計算法を用いて、動脈4の投影 A_1 及び A_2 に基づいて放射線撮影装置1の撮影域10内にある動脈4の1つの点Pの空間的位置を決定することができる。

【0011】この三角測量には、動脈4に属する1つの点Pの座標を決定することが含まれる。この目的のため、画像 I_1 上で点Pの投影 P' を特定する。X線源3の位置 X_0 の座標が与えられると、 X_0 と P' を通る直線 D_1 の方程式を決定できる。同様に、画像 I_2 上でPの投影 P'' を特定する。X線源3の位置 X_1 の座標が与えられると、 X_1 と P'' を通る直線 D_2 の方程式を決定できる。座標を求める点Pは、直線 D_1 と D_2 の上で直線 D_1 と D_2 が接続している位置にある。

【0012】動脈4の点Pの空間的位置が与えられると、放射線撮影装置1は、採取した画像の任意の1つに対して、動脈4がX線源3から離間している距離 z を計算することができる。したがって、問題の画像の拡大率が決定され、問題の動脈の実際の大きさを導き出すことができる。

【0013】X線源を位置 X_0 から位置 X_1 まで変位させるためには、動脈4の周りでアーム7を、回転方向6または回転方向7のいずれかの方向に回転させる。この回転方向は放射線撮影装置1の使用状況に従ってユーザにより選択される。この回転の間に、X線撮影装置は、例えば毎秒1.5画像～3.0画像の範囲にあるような収集速度で、一連の追続画像をベースで（一気に）採取する。この一連の画像は放射線撮影装置1の複数のメモリ（図示せず）に格納することができる。

【0014】三角測量を実施して動脈4の空間的位置を決定するためには、角 α_1 と α_2 の間の角度差 $\Delta\alpha$ を、例えば15度～45度とする。角度差 $\Delta\alpha$ は20度に等しいことが好ましい。角 $\Delta\alpha$ だけ回転させるためには、X線撮影装置1により線源3を上述の回転方向のうちの1つ（5, 6）に沿って、例えば、30度毎秒～40度毎

(4)

特開2002-346796

5

秒の速度で変位させる。例えば、放射線撮影装置1は、20度の角度差△αに対して毎秒40度の速度で約15画像からなる一連の画像を採取することができ、この際の画像収集速度は毎秒30画像のバースト収集となる。この一連の画像全体にわたって各画像は動脈4に関する異なる投影を含んでおり、放射線撮影装置1内のプロセッサ(図示せず)がこの一連の画像を納めてある複数のメモリにアクセスして実現される画像処理方法により、放射線撮影装置1は動脈4を追尾することになる。この種の追尾を可能にするようなこの画像処理方法は、例えば次の2つの方法で実行できる。その1つは、装置により追尾しようとする動脈4の周囲の領域を決定し相関関係などの類似性基準の最適化により一連の画像を構成しているすべての画像にわたってこの領域を追尾すること、あるいは2つ目として、装置により第1の画像の上の動脈を分割し、この一連の画像を構成する画像全体にわたってこの分割片をモニタリングすること、のいずれかである。こうした追尾方法は、Zhaohua DingとMorton H. Friedmanの「Quantification of 3-D coronary arterial motion using clinical biplane cineangiograms」(International Journal of Cardiac Imaging No. 16, 331~346頁, 2000)、並びにDeriche RachidとFaugeras Olivierの「Tracking line segment」(Image and vision computing, 第8巻, No. 4, 261~271頁, 1990年11月)に記載されている。

【0015】動脈に関する収集及びモニタリングの方法を実現しているX線撮影装置1は、主に手術室での外科的処置中に使用するように設計されている。ユーザは、検査を希望する動脈4が放射線撮影装置1の撮影域10内に入るようにして画像化対象(例えば、患者)の周りに放射線撮影装置1を位置決めする。カメラ2及びX線源3は基準Rに対して角α₁をなして整列させているため、ユーザは第1の画像を撮影して放射線撮影装置に対して検査対象の動脈4を指示することになる。次に放射線撮影装置1は、整列させた状態にあるカメラ2及びX線源3を基準Rに対して角α₂の位置まで回転させる。角△α₂にわたるこの回転中に、本装置は、すでに上述したようにして一連の画像をバーストで撮影する。この一連の画像にわたって、本装置は指定された動脈4を追尾し、三角測量により放射線撮影装置1の撮影域10内で動脈4の空間的位置を決定する。検査対象の動脈4の実際の大きさをユーザに提供できるようにするため、収集した画像の少なくとも1つの画像上で動脈4の投影により決定される大きさから、拡大率₁が決定される。次いで、本装置は、この一連の画像より得た所与の

5

セグメントにわたる断面の変動の形態で動脈の正確な形状を決定することができる。

【0016】したがって、ユーザが既知の物体の大きさを入力する必要はない。変位角及び投影の位置が与えられると三角測量により、放射線撮影装置の撮影域内で動脈の位置が決定される。この位置の情報により動脈からX線源までの距離を決定することが可能となる。画像から放射線撮影装置のX線源までの距離はその構造から既知であるため、画像の拡大率を正確に決定することができる。

【0017】本装置及び方法に関する実施形態は、その上で拡大率を決定する目的で特定を実行している少なくとも2つの画像を15度を超える角度だけ分離させた角度位置で収集すること、その上で拡大率を決定する目的で特定を実行している少なくとも2つの画像を20度を超える角度だけ分離させた角度位置で収集すること、画像収集中の第1と第2の角度位置の間で複数の画像を収集すること、収集した複数の画像上で投影の特定により対象の少なくとも1つの点に対する画像から画像への自動追尾を実施すること、この自動追尾により対象の少なくとも1つの領域の類似性基準によるモニタリングを実施すること、この類似性基準が相関関係基準であること、この自動追尾により画像上で特定される少なくとも1つのセグメントのモニタリングを実施すること、という特徴のうちの少なくとも1つを有している。

【0018】当業者であれば、本特許請求の範囲に記載した本発明の範囲及び領域を逸脱することなく、構造及び/または工程及び/または機能に関する様々な修正を行うことができる。

30 【図面の簡単な説明】

【図1】放射線画像の拡大率を決定するための方法の実施の一形態を実現するための放射線撮影デバイスの概略図である。

【図2】本方法の実施形態の間に2種類の角度から2枚の画像を採取することを表している概要図である。

【符号の説明】

- 1 X線撮影装置
- 2 カメラ、画像採取手段
- 3 X線源
- 4 動脈
- 5 回転方向
- 6 回転方向
- 7 アーム
- 8 第2のアーム
- 9 スタンド
- 10 撮影域
- 1₁ 第1の画像
- 1₂ 第2の画像
- P₁ 画像1₁上で点Pの投影
- P₂ 画像1₂上で点Pの投影

49

50

(5)

特關2002-345796

8

X₁ X線源位置

X₂ X線源位置

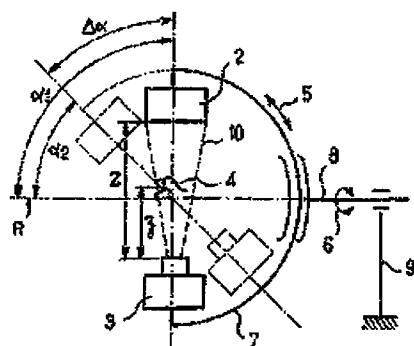
8. 第1の収集角

* α_2 第2の収集角

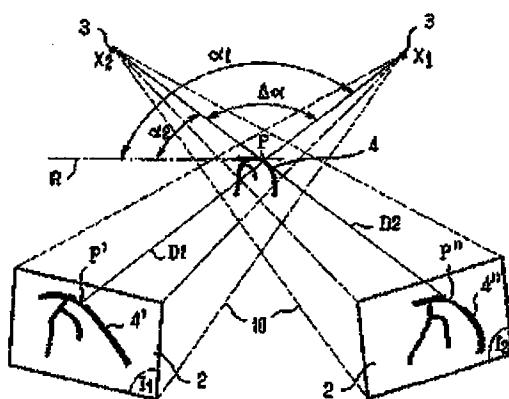
△ α 角度差

10

[圖 1]



[图2]



フロントページの続き

(72)発明者 フランシスコ・スュレダ
フランス、92290・シャトナー・マラブリ、
リュ・ドゥ・ジェネラル・ド・ゴール、4
番

(72)発明者 ジャン・リエナルド
フランス、92140・クラマール、リュ・エ
ティエンヌ・ドヴレ、155番
F ターム(参考) 4C093 AA07 CA50 DA02 EB30 EC15
EC21 EC28 FF22 FF50
5B057 AA08 BA03 BA19 CA02 CA08
CA13 CA16 CC03 DA07 DB03
DB05 DB09 DC32